

P19485.P04

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

JC869 U.S. PTO  
09/635205  
08/09/00

Applicant :T. UTSUI et al.

Serial No. :Not Yet Assigned

Filed :Concurrently Herewith

For :ENDOSCOPE SYSTEM, SCANNING OPTICAL SYSTEM AND POLYGONAL  
MIRROR

#3  
7 Dec 00  
R. Talbot

**CLAIM OF PRIORITY**

Commissioner of Patents and Trademarks  
Washington, D.C. 20231

Sir:

Applicant hereby claims the right of priority granted pursuant to 35 U.S.C. 119 based upon  
Japanese Application No. 11-225974, filed August 10, 1999. As required by the Statute, a certified  
copy of the Japanese application is being submitted herewith.

Respectfully submitted,  
T. UTSUI et al.

*Leslie J. Papernow* Reg. No. 33,329  
Bruce H. Bernstein  
Reg. No. 29,027

August 7, 2000  
GREENBLUM & BERNSTEIN, P.L.C.  
1941 Roland Clarke Place  
Reston, VA 20191  
(703) 716-1191

日 本 国 特 許 庁  
PATENT OFFICE  
JAPANESE GOVERNMENT



別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日

Date of Application:

1999年 8月10日

出 願 番 号

Application Number:

平成11年特許願第225974号

出 願 人

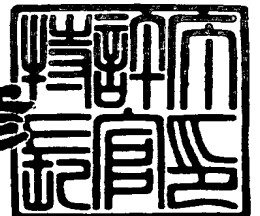
Applicant (s):

旭光学工業株式会社

2000年 4月28日

特許庁長官  
Commissioner,  
Patent Office

近 藤 隆 彦



出証番号 出証特2000-3032237

【書類名】 特許願

【整理番号】 99JP0294

【提出日】 平成11年 8月10日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 G02B 26/10  
A61B 1/04

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式  
会社内

【氏名】 宇津井 哲也

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式  
会社内

【氏名】 中村 哲也

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式  
会社内

【氏名】 小澤 了

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式  
会社内

【氏名】 岡田 慎介

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式  
会社内

【氏名】 江口 勝

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式  
会社内

【氏名】 古澤 宏一

【特許出願人】

【識別番号】 000000527

【氏名又は名称】 旭光学工業株式会社

【代理人】

【識別番号】 100098235

【弁理士】

【氏名又は名称】 金井 英幸

【連絡先】 0 3 - 5 2 8 3 - 3 1 8 8

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 062606

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9812486

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 ポリゴンミラー、走査光学系、及び内視鏡装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

基準となる所定の正角柱の各側面に対して、これら各側面上における当該正角柱の中心軸に垂直な各直線を中心として、各側面を夫々回転変位させた位置に、各反射面が夫々形成され、

前記正角柱の中心軸を、回転軸とすることを特徴とするポリゴンミラー。

【請求項 2】

基準となる所定の正角錐台の各側面に対して、これら各側面上における当該正角錐台の中心軸に垂直な各直線を中心として、各側面を夫々回転変位させた位置に、各反射面が夫々形成され、

前記正角錐台の中心軸を、回転軸とすることを特徴とするポリゴンミラー。

【請求項 3】

前記回転軸と前記各反射面とのなす各傾斜角が、各反射面毎に夫々異なることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載のポリゴンミラー。

【請求項 4】

前記各反射面のうち、前記傾斜角が最小となる最小角反射面の一方の側に隣接する反射面は、その傾斜角が、前記最小角反射面よりも所定の変位角だけ大きくなるように配置され、

以降、順次、隣接する反射面は、その傾斜角が、前記変位角ずつ大きくなるように、夫々配置されてなる

ことを特徴とする請求項 3 記載のポリゴンミラー。

【請求項 5】

請求項 1 ～ 4 のいずれかに記載のポリゴンミラーと、

前記ポリゴンミラーを回転可能に軸支する支持手段と、

前記支持手段に対して固定されるとともに、前記ポリゴンミラーの前記反射面

へ向けて光を導く入射手段と、

前記支持手段に対して固定されるとともに、前記ポリゴンミラーの前記反射面によって反射された光を外方へ射出する射出手段と  
を備えたことを特徴とする走査光学系。

【請求項 6】

前記射出手段は、 $f\theta$  光学部材によりなる  
ことを特徴とする請求項 5 記載の走査光学系。

【請求項 7】

第 1 の導波路、第 2 の導波路、及びこれら両導波路を光学的に結合する結合手段と、

前記第 1 の導波路及び第 2 の導波路のうちの一方の基端側に配置され、当該導波路に低可干渉性光を入射させる低可干渉性光源と、

請求項 5 又は 6 記載の走査光学系を有し、前記第 1 の導波路の先端から射出された低可干渉性光を前記被検体上の所定平面内において走査させるとともに、この被検体によって反射された低可干渉性光を、測定光として再び前記第 1 の導波路へ入射させる走査部と、

前記第 2 の導波路の先端から射出された低可干渉性光を反射させて、参照光として再び前記第 2 の導波路へ入射させる反射手段と、

前記結合手段から前記第 1 の導波路を経由して被検体に至る光路長と、前記結合手段から前記第 2 の導波路を経由して前記反射手段に至る光路長とを、相対的に変化させる光路長調整手段と、

前記第 1 の導波路及び第 2 の導波路のうちの他方の基端側に配置され、前記測定光及び前記参照光が干渉して生じた干渉光を信号として検出する光検出器と、

前記光路長調整手段が前記両導波路の光路長を相対的に変化させるとともに前記走査部が低可干渉性光を走査させている間に、前記光検出器から検出された信号に基づき、前記被検体の断層像を形成する信号処理手段と  
を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 8】

前記信号処理手段は、前記被検体表面及びその深さ方向によりなる当該被検体

の所定の 3 次元領域に関する断層像を形成することを特徴とする請求項 7 記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記光路長調整手段は、前記反射手段を前記第 2 の導波路先端に対して近接又は離反させる向きに変位させることにより、前記結合手段から前記第 1 の導波路を經由して前記被検体に至る光路長に対して、前記結合手段から前記第 2 の導波路を經由して前記反射手段に至る光路長を変化させることを特徴とする請求項 7 又は 8 記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記低可干渉性光源は、超高輝度発光ダイオードによりなることを特徴とする請求項 7～9 のいずれかに記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

被検体に対して、可視光、又は被検体の自家蛍光を励起する励起光を照射する照明光学系と、

被検体表面からの光を収束させて、被検体表面の像を形成する対物光学系と、  
該対物光学系によって形成された被検体表面の像を撮像する撮像手段と  
をさらに備えたことを特徴とする請求項 7～10 のいずれかに記載の内視鏡装置

【請求項 12】

可視光を射出する可視光源と、

励起光を射出する励起光源と、

前記可視光源から射出された可視光、又は前記励起光源から射出された励起光のどちらかを、前記照明光学系に入射させる光源切替手段とを、さらに備え、

該光源切替手段により前記照明光学系に可視光を入射させた場合、前記対物光学系は被検体の可視光による像を形成し、

該光源切替手段により前記照明光学系に励起光を入射させた場合、前記対物光学系は被検体の自家蛍光による像を形成することを特徴とする請求項 11 記載の内視鏡装置。

【請求項 13】

前記撮像手段により取得された前記被検体表面の像、及び前記信号処理手段により形成された前記被検体の断層像を表示する表示手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 1 又は 1 2 記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、光走査用のポリゴンミラー、走査光学系、及び、生体内部等における被検体の断層像を撮像可能な内視鏡装置に、関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、患者の体腔内を観察するための内視鏡装置が知られている。この内視鏡装置は、患者の体腔内へ挿入される内視鏡、並びに、該内視鏡に接続され、光源部及びプロセッサを有する外部装置を、備えている。

【0003】

内視鏡は、外部装置の光源部に接続されて被検体（体腔壁）を照明する照明光学系、被検体の像を形成する対物光学系、及び該対物光学系の結像面近傍に配置され、外部装置のプロセッサに接続されたＣＣＤを、有する。また、この内視鏡先端には、鉗子又は各種処置具等を出すための鉗子孔が開けられている。

【0004】

このような内視鏡装置を用いて、術者は、患者の体腔内を観察することができる。即ち、術者は、内視鏡を患者の体腔内へ挿入し、その照明光学系によって体腔壁を照明させる。すると、この体腔壁の像が対物光学系によってＣＣＤの面上に形成される。ＣＣＤはこの像を画像信号に変換して外部装置のプロセッサへ送信する。そして、外部装置のプロセッサは、受信した体腔壁の画像信号を処理して体腔壁の映像をモニタに表示させる。この状態において、術者は、モニタを見ることにより患者の体腔内を観察可能である。

【0005】

この観察の結果、癌や腫瘍のおそれがあると判断された部位があれば、術者は、内視鏡の鉗子孔を通じて鉗子や生検針を内視鏡先端から出して当該部位の組織



を採取する。ここで得られた組織は病理検査にかけられ、この病理検査の結果に基づき、診断が下されるわけである。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

上記構成の従来の内視鏡装置によると、画像として表示されるのは患者の体腔壁の表面のみであるため、この体腔壁の表面下における組織の状態を知るためには生検が必要とされる。特に、早期の癌や小さな腫瘍等を発見するためには、生検が必須である。しかし、この生検で得られた組織に対する病理検査には、どうしても時間がかかるため、結果的に診断に時間がかかるという問題があった。

【0007】

また、患者の負担を考慮すると、生検は、限られた範囲及び回数に制限されてしまう。従って、術者により特定された生検部位以外の場所にも病変部が存在する可能性があるが、このような場合、病理検査の結果によっても正確な診断は期待できない。

【0008】

そこで、短時間で正確に診断が可能な内視鏡装置を提供することを、本発明の課題とする。

【0009】

【課題を解決するための手段】

本発明では、上記課題を解決するために、以下のような構成を採用した。

【0010】

即ち、本発明のポリゴンミラーは、基準となる所定の正角柱の各側面に対して、これら各側面上における当該正角柱の中心軸に垂直な各直線を中心として、各側面を夫々回転変位させた位置に、各反射面が夫々形成され、前記正角柱の中心軸を、回転軸とすることを特徴とする。

【0011】

なお、このポリゴンミラーは、正角柱を基準とする代わりに、正角錐台を基準としてその各側面を夫々傾斜させることにより、形成されてもよい。また、ポリゴンミラーは、例えば6面～12面の反射面を有するものであるが、それ以外の

面数のものであってもよい。

【0012】

また、本発明の走査光学系は、前記ポリゴンミラーと、前記ポリゴンミラーを回転可能に軸支する支持手段と、前記支持手段に対して固定されるとともに、前記ポリゴンミラーの前記反射面へ向けて光を導く入射手段と、前記支持手段に対して固定されるとともに、前記ポリゴンミラーの前記反射面によって反射された光を外方へ射出する射出手段とを、備えたことを特徴とする。

【0013】

このように構成されると、ポリゴンミラーは、その回転軸を中心として回転している状態で、その各反射面により、順次、入射手段から導かれた光を反射させて射出手段から射出させることにより、射出手段の外方において、ポリゴンミラーの各反射面に対応した各走査線が夫々形成され、これら各走査線は、互いに間隔をあけて並列された状態となる。そして、ポリゴンミラーの各反射面に対応する各走査線は、所定の2次元領域を被覆することになる。従って、走査光学系は、この2次元領域を走査することができる。

【0014】

なお、ポリゴンミラーは、1対のベベルギアを介して接続されたモータにより回転駆動されることとしてもよい。また、このベベルギアの代わりにウォームギアが用いられることとしてもよい。さらに、このポリゴンミラーは、モータに直結されてダイレクトドライブにより駆動されることとしてもよい。そのうえ、射出手段は、 $f\theta$ の特性を有する $f\theta$ 光学部材としてもよい。そして、この $f\theta$ 光学部材は、 $f\theta$ レンズであってもよく、 $f\theta$ ミラーであってもよい。

【0015】

また、本発明の内視鏡装置は、第1の導波路、第2の導波路、及びこれら両導波路を光学的に結合する結合手段と、前記第1の導波路及び第2の導波路のうちの一方の基端側に配置され、当該導波路に低可干渉性光を入射させる低可干渉性光源と、前記走査光学系を有し、前記第1の導波路の先端から射出された低可干渉性光を前記被検体上の所定平面内において走査させるとともに、この被検体によって反射された低可干渉性光を、測定光として再び前記第1の導波路へ入射さ

せる走査部と、前記第 2 の導波路の先端から射出された低可干渉性光を反射させて、参照光として再び前記第 2 の導波路へ入射させる反射手段と、前記結合手段から前記第 1 の導波路を経由して被検体に至る光路長と、前記結合手段から前記第 2 の導波路を経由して前記反射手段に至る光路長とを、相対的に変化させる光路長調整手段と、前記第 1 の導波路及び第 2 の導波路のうちの他方の基端側に配置され、前記測定光及び前記参照光が干渉して生じた干渉光を信号として検出する光検出器と、前記光路長調整手段が前記両導波路の光路長を相対的に変化させるとともに前記走査部が低可干渉性光を走査させている間に、前記光検出器から検出された信号に基づき、前記被検体の断層像を形成する信号処理手段とを、備えたことを特徴とする。

## 【0016】

このように構成されると、低可干渉性光源から射出された低可干渉性光は、結合手段により 2 分されて、夫々第 1 の導波路及び第 2 の導波路により導かれる。そして、第 1 の導波路先端から出た低可干渉性光は、走査部によって被検体へ射出されることにより、この被検体上の所定の 2 次元領域を走査する。被検体によって反射された低可干渉性光は、測定光として再び第 1 の導波路へ入射する。一方、結合手段により 2 分されて第 2 の導波路に導かれた低可干渉性光は、第 2 の導波路から射出されて反射手段に反射される。反射手段に反射された低可干渉性光は、参照光として再び第 2 の導波路へ入射する。これら測定光及び参照光は、結合手段において干渉して干渉光となり、光検出器によって信号として検出される。このとき、光路長調整手段が光路長を変化させているので、信号処理手段は、被検体表面の 2 次元領域、及び当該被検体表面から所定の深さまでの領域によりなる 3 次元領域に関する断層像を形成することができる。

## 【0017】

なお、低可干渉性光源は、超高輝度発光ダイオードであってもよい。そして、この低可干渉性光源が第 1 の導波路の基端側に配置され、光検出器が第 2 の導波路の基端側に配置されることとしてもよい。代わりに、低可干渉性光源が第 2 の導波路の基端側に配置され、光検出器が第 1 の導波路の基端側に配置されることとしてもよい。

【 0 0 1 8 】

また、被検体表面上のある走査点に関して深さ方向のスキャンが行われた後に、次の走査点に関して深さ方向のスキャンが行われることとしてもよい。その代わりに、まず、深さ方向のスキャン位置が固定された状態で、被検体表面と略平行な2次元の走査を終え、次に、深さ方向のスキャン位置が変更されたうえで、再び2次元の走査が行われることとしてもよい。

【 0 0 1 9 】

なお、両導波路は、各1本のシングルモード光ファイバにより、夫々構成されることとしてもよい。また、結合手段は、光ファイバ・カップラであっても、ビームスプリッタ・プリズムであってもよい。さらに、両導波路及び結合手段は、偏波面を保持する特性を有することとしてもよい。

【 0 0 2 0 】

また、光路長調整手段は、反射手段を第2の導波路に対して近接又は離反させる向きに変位させることにより、結合手段から第1の導波路を経由して被検体に至る光路長に対して、結合手段から第2の導波路を経由して反射手段に至る光路長を変化させることとしてもよい。ここで、反射手段を駆動するための機構として、 piezo素子が用いられることとしてもよく、代わりに、ボイスコイルモータ又はサーボモータ等が用いられることとしてもよい。

【 0 0 2 1 】

また、光路長調整手段は、反射手段を固定した状態で、結合手段から第1の導波路を経由して被検体に至る光路長を変化させることとしてもよい。なお、反射手段は、参照ミラー又はコーナーキューブ等によりなるものとしてもよい。

【 0 0 2 2 】

さらに、内視鏡装置は、通常観察及び蛍光観察可能としてもよい。

【 0 0 2 3 】

また、表示手段は、CRT，液晶ディスプレイ，又はプラズマディスプレイ等によりなることとしてもよい。

【 0 0 2 4 】

【発明の実施の形態】

以下、図面に基づいて、本発明の一実施形態を説明する。

【0025】

本実施形態の内視鏡装置は、内視鏡 1，該内視鏡 1 に接続された外部装置 2，並びに、該外部装置 2 に接続されたモニタ（表示手段） 3，及び入力装置 4 を、備える。図 1 は、この内視鏡装置の概略構成図である。

【0026】

はじめに、内視鏡 1 の構成について説明する。この内視鏡 1 は、生体内に挿入される細長い略円筒形状の図示せぬ挿入部、及び該挿入部の基端側に接続されるとともに各種操作スイッチが設けられた図示せぬ操作部を、有する。

【0027】

この内視鏡 1 の挿入部内には、照明光学系 1 2，対物光学系 1 3，撮像手段としての CCD 1 4，及び OCT 走査部 1 5 が、配置されている。照明光学系 1 2 は、挿入部先端に嵌め込まれた配光レンズ 1 2 a，及び、先端側においてこの配光レンズ 1 2 a に対向配置されるとともに内視鏡 1 内を引き通され、基端側において外部装置 2 と接続されたライトガイド・ファイババンドル 1 2 b（以下ライトガイドと略記）を、有する。

【0028】

対物光学系 1 3 は、挿入部先端に嵌め込まれた図示せぬ対物レンズ、及び紫外光を遮光するカットオフフィルタを、有する。そして、この対物光学系 1 3 は、入射した被写体光を CCD 1 4 の撮像面上に収束させ、被写体（被検体である体腔壁）の像を形成する。なお、CCD 1 4 は、その撮像面上に形成された被写体像の画像信号を取得する。また、この CCD 1 4 は、信号線 1 4 a を介して外部装置 2 と接続されており、得られた画像信号を外部装置 2 へ送信する。

【0029】

なお、OCT 走査部 1 5 の構成については、後において詳述する。

【0030】

このように構成された内視鏡 1 は、外部装置 2 に接続されている。以下、この外部装置 2 の構成について説明する。図 1 に示すように外部装置 2 は、光源部 2 1，プロセッサ 2 2，及び OCT 部 2 3 を、有する。

## 【0031】

まず、光源部 21 について説明する。光源部 21 は、白色光（可視光）を射出する可視光源としての白色光源 211，及び、励起光を射出する励起光源 212 を、有する。なお、励起光とは、その波長帯域が約 350 nm～400 nm の紫外～青色光であり、生体組織の自家蛍光（約 420 nm～600 nm）を励起させるためのものである。

## 【0032】

白色光源 211 から射出された白色光の光路上には、順に、コリメートレンズ La，切替ミラー 213，絞り 215，コンデンサレンズ Lc，及び回転フィルタ C が、配置されている。切替ミラー 213 は、光源切替制御機構 214 に連結されており、これら切替ミラー 213 及び光源切替制御機構 214 は、光源切替手段として機能する。即ち、この光源切替制御機構 214 は、切替ミラー 213 を、白色光の光路から退避させてこの白色光を通過させる位置、又は、白色光を遮る位置のいずれかに配置させる。

## 【0033】

また、絞り 215 は、図示せぬ絞り制御機構に連結されている。この絞り制御機構は、絞り 215 を制御することによって照明光の光量を調節させることができる。回転フィルタ C は、その外形が円板状であり、等角度の扇状に形成された 4 種のフィルタ、即ち、B，G，R（青，緑，赤）3 色のカラーフィルタ及び透明フィルタを有し、回転フィルタ制御機構 216 に連結されている。この回転フィルタ制御機構 216 は、回転フィルタ C を回転させることにより、B，G，R の各カラーフィルタ及び透明フィルタを、（B→G→R→透明の順で）光路中に挿入させることができる。

## 【0034】

白色光源 211 が、コリメートレンズ La へ向けて白色光を射出すると、射出された白色光は、コリメートレンズ La により平行光に変換される。このとき、切替ミラー 213 が、白色光を通過させる位置に配置されていれば、白色光は絞り 215 へ向うことができる。この絞り 215 により光量調節された白色光は、コンデンサレンズ Lc によって集光され、回転フィルタ C を透過する。ここで、

この回転フィルタCは、回転フィルタ制御機構216に駆動されて回転することにより、そのB、G、Rの各カラーフィルタ及び透明フィルタを順次光路中に挿入させている。従って、白色光は、順次、B光、G光、R光、及び白色光となってライトガイド12bの基端面に入射する。

## 【0035】

一方、励起光源212から射出された励起光の光路上には、順に、コリメートレンズLb、及びプリズムPが配置されている。励起光源212からの励起光は、コリメートレンズLbにより平行光に変換された後、プリズムPによって反射されて切替ミラー213へ向う。そして、この切替ミラー213は、白色光を遮る位置に配置された状態で、励起光を絞り215へ向けて反射させる。切替ミラー213により反射された励起光は、絞り215により光量調節された後、コンデンサレンズLcによって集光されて回転フィルタCへ向う。ここで、回転フィルタ制御機構216は、回転フィルタCを、その透明フィルタが光路中に挿入された状態で、固定しておく。すると、励起光は、回転フィルタCの透明フィルタを透過して、ライトガイド12bの基端面に入射する。

## 【0036】

即ち、切替ミラー213は、白色光源211からの白色光のみを絞り215へ導く通常観察状態、又は、励起光源212からの励起光のみを絞り215へ導く蛍光観察状態のいずれかの状態をとることになる。また、回転フィルタCは、回転することによりその各フィルタを順次光路中に挿入し、入射した白色光を順次B光、G光、R光、白色光として射出する通常観察状態、又は、その透明フィルタを光路中に挿入した状態で固定された蛍光観察状態のいずれかの状態をとることになる。

## 【0037】

次に、プロセッサ22について説明する。このプロセッサ22は、CPU221、タイミングジェネレータ222を、有する。CPU221は、光源部21の光源切替制御機構214、回転フィルタ制御機構216及び図示せぬ絞り制御機構、タイミングジェネレータ222、並びに入力装置4に、夫々接続されている。タイミングジェネレータ222は、各種基準信号を生成するためのものであり

、当該プロセッサ 2 2 における各種処理、及び、後述する OCT 部 2 3 における各種処理は、この基準信号に従って進行する。

【 0 0 3 8 】

そして、CPU 2 2 1 は、光源切替制御機構 2 1 4 を制御して、切替ミラー 2 1 3 を通常観察状態又は蛍光観察状態に切替させるとともに、回転フィルタ制御機構 2 1 6 を制御して、回転フィルタ C を通常観察状態又は蛍光観察状態に切替させることができる。即ち、内視鏡 1 の図示せぬ操作部には、通常観察又は蛍光観察を指定する図示せぬスイッチが設けられており、CPU 2 2 1 は、このスイッチの状態を検知し、光源切替制御機構 2 1 4 及び回転フィルタ制御機構 2 1 6 を制御することにより、切替ミラー 2 1 3 及び回転フィルタ C の両者を、通常観察状態又は蛍光観察状態のうち前記操作部のスイッチによって指定された状態に設定させる。さらに、CPU 2 2 1 は、タイミングジェネレータ 2 2 2 を介して当該プロセッサ 2 2 における処理、及び、後述する OCT 部 2 3 における処理を制御することになる。

【 0 0 3 9 】

さらに、プロセッサ 2 2 は、信号線 1 4 a を介して内視鏡 1 の CCD 1 4 と接続された初段信号処理回路 2 2 3，RGB メモリ 2 2 4，映像信号処理回路 2 2 5，及びモニタ 3 に接続されたビデオキャプチャ 2 2 6 を、有する。なお、これら初段信号処理回路 2 2 3，RGB メモリ 2 2 4，映像信号処理回路 2 2 5，及びビデオキャプチャ 2 2 6 は、図示せぬ信号線を介して、夫々タイミングジェネレータ 2 2 2 に接続されている。

【 0 0 4 0 】

切替ミラー 2 1 3 及び回転フィルタ C が通常観察状態に設定されている場合、初段信号処理回路 2 2 3 は、CCD 1 4 から送信された画像信号のうち、照明光学系 1 2 の配光レンズ 1 2 a から B 光，G 光，又は R 光が射出されている時に取得された画像信号のみを保持し、白色光が射出されている時に取得された画像信号を廃棄する。そして、この初段信号処理回路 2 2 3 は、B 光，G 光，及び R 光射出時の各画像信号に対して、信号処理を行ったうえで A/D 変換し、変換されたデータを RGB メモリ 2 2 4 における B，G，R の各領域内に、夫々格納させ



る。

【 0 0 4 1 】

また、切替ミラー 2 1 3 及び回転フィルタ C が蛍光観察状態に設定されている場合、初段信号処理回路 2 2 3 は、CCD 1 4 から送信された画像信号を保持し、信号処理を行ったうえで A / D 変換し、変換されたデータを RGB メモリ 2 2 4 における B, G, R の全領域内に同時に格納させる（モノクロとして処理される）。

【 0 0 4 2 】

映像信号処理回路 2 2 5 は、RGB メモリ 2 2 4 内に格納されたデータを、所定のタイミングで取得して処理することにより映像信号を生成し、この映像信号をビデオキャプチャ 2 2 6 へ送信する。ビデオキャプチャ 2 2 6 は、取得した映像信号をモニタ 3 に表示させる。

【 0 0 4 3 】

また、プロセッサ 2 2 は、後述する OCT 部 2 3 に接続された OCT 初段信号処理回路 2 2 7, OCT メモリ 2 2 8, 及び OCT 映像信号処理回路 2 2 9 を、有する。信号処理手段としての OCT 初段信号処理回路 2 2 7 は、後述するように OCT 部 2 3 から送信された信号を処理して A / D 変換し、OCT メモリ 2 2 8 内に格納する。OCT 映像信号処理回路 2 2 9 は、OCT メモリ 2 2 8 内のデータを、所定のタイミングで取得して処理することにより映像信号を生成し、この映像信号をビデオキャプチャ 2 2 6 へ送信する。ビデオキャプチャ 2 2 6 は、取得した映像信号をモニタ 3 に表示させる。

【 0 0 4 4 】

次に、OCT 部 2 3 について説明する。図 2 は、OCT 部 2 3 の光路を示す模式図であり、以下この図を併せて参照する。この OCT 部 2 3 は、OCT (Optical Coherence Tomography) によって体腔壁表面下の断層像を得るためのものであり、超高輝度発光ダイオード 2 3 1 (以下 SLD と略記), 光検出素子 2 3 2, 参照ミラー 2 3 3, ミラー駆動機構 2 3 4, 及び走査制御回路 2 3 5 を、有する。

【 0 0 4 5 】

S L D 2 3 1 は、近赤外域の低可干渉性の光を射出する光源である。この S L D 2 3 1 から射出される光の可干渉距離は、例えば  $10 \sim 1000 \mu\text{m}$  のオーダーであり、非常に短い。また、光検出器 2 3 2 は、フォトダイオードによりなり、プロセッサ 2 2 の O C T 初段信号処理回路 2 2 7 に接続されている。

## 【 0 0 4 6 】

光路長調整手段としてのミラー駆動機構 2 3 4 は、後述するように反射手段としての参照ミラー 2 3 3 を高速変位させるためのもので、プロセッサ 2 2 のタイミングジェネレータ 2 2 2 に接続されている。また、走査制御回路 2 3 5 は、内視鏡 1 の O C T 走査部 1 5 に接続されるとともに、プロセッサ 2 2 のタイミングジェネレータ 2 2 2 に接続されている。

## 【 0 0 4 7 】

さらに、O C T 部 2 3 は、第 1 の光ファイバ F 1 及び第 2 の光ファイバ F 2、光結合器 2 3 8、並びに、ピエゾ変調素子 2 3 9 を、有する。なお、これら光ファイバ F 1、F 2 は、夫々シングルモード光ファイバにより構成される。また、光結合器 2 3 8 は、光ファイバ・カップラにより構成されている。

## 【 0 0 4 8 】

第 1 の導波路としての第 1 の光ファイバ F 1 は、その基端側を S L D 2 3 1 に対向させるとともに、内視鏡 1 内を引き通され、その先端側を内視鏡 1 における O C T 走査部 1 5 に対向させて、配置されている。また、第 2 の導波路としての第 2 の光ファイバ F 2 は、その基端側を光検出器 2 3 2 に対向させるとともに、その先端側を参照ミラー 2 3 3 に対向させて、配置されている。なお、参照ミラー 2 3 3 は、ミラー駆動機構 2 3 4 によって駆動されることにより、第 2 の光ファイバ F 2 の軸方向に往復変位することができる。

## 【 0 0 4 9 】

そして、これら光ファイバ F 1、F 2 は、光結合器 2 3 8 により光学的に結合されている。なお、第 1 の光ファイバ F 1 における光結合器 2 3 8 から先端までの光路長と、第 2 の光ファイバ F 2 における光結合器 2 3 8 から先端までの光路長とは、同一に設定されている。また、第 1 の光ファイバ F 1 は、光結合器 2 3 8 から先端までの間の所定の位置において、円筒形状のピエゾ変調素子 2 3 9 の

周面に回巻されている。このピエゾ変調素子 2 3 9 は、その径方向に拡大／縮小を高速に繰り返すことにより、回巻された光ファイバ F 1 内を通過する光の周波数及び位相を変調させることができる。

【 0 0 5 0 】

なお、S L D 2 3 1，光検出器 2 3 2，参照ミラー 2 3 3，両光ファイバ F 1，F 2，及び光結合器 2 3 8 は、上述のように配置されることにより、マイケルソン型干渉計を構成することになる。

【 0 0 5 1 】

そして、この O C T 部 2 3 は、内視鏡 1 における挿入部の先端部分を被検体に対向させた状態で、この被検体（体腔壁）の断層像を撮像可能である。以下、この断層像撮像の原理を説明する。

【 0 0 5 2 】

S L D 2 3 1 から射出された低干渉性の光は、第 1 の光ファイバ F 1 内へ入射し、光結合器 2 3 8 により 2 分され、第 1 の光ファイバ F 1 及び第 2 の光ファイバ F 2 内において、夫々先端側へ向う。第 1 の光ファイバ F 1 内の光は、後述するように内視鏡 1 の O C T 走査部 1 5 において偏向され、内視鏡 1 外へ射出される。射出された光は、体腔壁の表面及び表面近傍の様々な深さの組織によって反射される。反射された光は、内視鏡 1 内へ入射し、O C T 走査部 1 5 を経て光ファイバ F 1 内へ入射し、測定光として光結合器 2 3 8 へ向う。

【 0 0 5 3 】

一方、光結合器 2 3 8 により 2 分されて第 2 の光ファイバ F 2 内へ入った光は、その先端から射出されて参照ミラー 2 3 3 により反射される。参照ミラー 2 3 3 によって反射された光は、再び第 2 の光ファイバ F 2 内へ入射し、参照光として光結合器 2 3 8 へ向う。

【 0 0 5 4 】

第 1 の光ファイバ F 1 内の測定光と、第 2 の光ファイバ F 2 内の参照光とは、光結合器 2 3 8 において干渉する。但し、測定光は、体腔壁を構成する組織の各層において反射されてきたので、ある程度の時間的な幅を持って光結合器 2 3 8 へ入射してくる。即ち、体腔壁表面において反射された光はより早く光結合器 2

3 8 へ到達し、表面よりも深い層において反射された光は、やや遅れて光結合器 2 3 8 へ到達するわけである。

## 【 0 0 5 5 】

しかし、参照光は、参照ミラー 2 3 3 によって反射されてきたので、ほとんど時間的な幅を持たずに光結合器 2 3 8 へ入射してくる。従って、測定光のうち実際に参照光と干渉するのは、光結合器 2 3 8 から第 2 の光ファイバ F 2 を經由して参照ミラー 2 3 3 に至る光路長と同じ光路長を経てきたものだけである。即ち、測定光のうち、体腔壁表面下のある深さの層において反射されたものだけが、参照光と干渉するわけである。

## 【 0 0 5 6 】

そして、光結合器 2 3 8 において干渉した光（干渉光）は、光ファイバ F 2 内を基端側へ進み、光検出器 2 3 2 によって検出されることになる。従って、ミラー駆動機構 2 3 4 が参照ミラー 2 3 3 の位置を変位させると、参照光側の光路長が変化するため、体腔壁における測定位置の深さが変位することになる。

## 【 0 0 5 7 】

なお、体腔壁表面下の組織の状態に応じて、反射される光の強度が異なるため、この体腔壁表面から所定の深さまでの反射光の強度の分布に基づいて、断層像が得られるわけである。

## 【 0 0 5 8 】

また、上述の如く光検出器 2 3 2 は、干渉光を信号として出力し、干渉しなかった光を低レベルのノイズとして出力するが、この信号とノイズとの S/N 比が低いと高精度の信号抽出ができない。そこで、この S/N 比を高めるために、光ヘテロダイン検出法が利用されている。即ち、第 1 の光ファイバ F 1 内を通る光は、ピエゾ変調素子 2 3 9 によってその周波数及び位相が変調される。すると、測定光と参照光との周波数及び位相がわずかにずれるので、干渉光にはうなりが発生する。従って、光検出器 2 3 2 がこの状態の干渉光を受光すると、該光検出器 2 3 2 からはビート信号が出力されることになる。

## 【 0 0 5 9 】

そして、プロセッサ 2 2 の OCT 初段信号処理回路 2 2 7 は、光検出器 2 3 2

から出力されたビート信号を復調することにより、高精度に信号成分を抽出することができる。なお、このOCT初段信号処理回路227は、復調された信号をさらにA/D変換し、OCTメモリ228内へ格納させる。

## 【0060】

なお、実際には、体腔壁上に仮想的に配置された複数の走査点に関して、各走査点毎にその深さ方向が掃引されることによって、断層像が得られるわけである。このため、第1の光ファイバF1から射出された低可干渉性光により照射される体腔壁上の位置を、所定の領域内において移動させてゆく必要がある。本実施形態のOCT走査部15は、体腔壁上の所定平面内において、低可干渉性光の照射位置を移動させてゆくことができる。以下、図3、図4及び図5を参照してこのOCT走査部15について詳述する。

## 【0061】

図3は、内視鏡1の先端をその中心軸に平行な平面で切った断面図である。図4は、図3のIV-IV線に沿った横断面図であり、図5は、図3をV方向に見た図である。内視鏡1の挿入部は、その先端において、外形が略円柱状のケース11を有する。なお、このケース11は、図3においてはその外面部分のみが模式的に示されており、図5においては図示が省略されている。

## 【0062】

また、このケース11の先端面における周辺部分は滑らかに面取りされている。OCT走査部15は、このケース11の内部における先端近傍に格納されている。即ち、このケース11は、走査光学系としてのOCT走査部15を支持する支持手段として機能している。そして、OCT部23の第1の光ファイバF1は、内視鏡1内を引き通されたうえで、その先端部分がOCT走査部15に対向配置されている。

## 【0063】

このOCT走査部15は、光路上順に、コリメートレンズ151、ポリゴンミラー152、及び $f\theta$ 光学部材としての $f\theta$ レンズ153を、有する。

## 【0064】

コリメートレンズ151は、回転対称な平凸レンズがその光軸と同軸の直角柱

をなすコバによってコバ取りされたのと同等の形状を有する。このコリメートレンズ 1 5 1 は、そのパワーを有する面側の焦点を光ファイバ F 1 の出射端面の中央に一致させ、かつ、その光軸を光ファイバ F 1 の軸と同軸に向けて、配置されている。従って、このコリメートレンズ 1 5 1 は、光ファイバ F 1 から射出された光を平行光に変換する。なお、このコリメートレンズ 1 5 1 は、光ファイバ F 1 からの光を当該 OCT 走査部 1 5 内へ導く入射手段としても機能している。

## 【 0 0 6 5 】

ポリゴンミラー 1 5 2 は、六角柱に近似した形状であり、その各側面が夫々反射面  $M_n$  ( $n$  は面番号:  $n = 1, 2, \dots, 6$ ) として形成されている。なお、このポリゴンミラー 1 5 2 の形状については、後において詳述する。そして、このポリゴンミラー 1 5 2 は、その中心軸 (回転軸) を中心として回転可能に軸支されており、該回転軸はケース 1 1 の中心軸に対して垂直である。なお、ポリゴンミラー 1 5 2 の回転軸の一端側には、ベベルギア 1 5 5 が固定されている。このベベルギア 1 5 5 は、他のベベルギア 1 5 6 と噛合しており、該ベベルギア 1 5 6 は、ケース 1 1 の中心軸と平行な駆動軸 1 5 7 に固定されている。そして、この駆動軸 1 5 7 は、図示せぬ走査モータに連結されている。

## 【 0 0 6 6 】

$f \theta$  レンズ 1 5 3 は、 $f \theta$  の特性を有する回転対称な平凸レンズがその光軸と同軸の直角柱をなすコバ面によってコバ取りされたのと同等の形状を有する。この  $f \theta$  レンズ 1 5 3 は、その相対向する各 1 対 (計 2 対) の側面のうちの広い方の 1 対をポリゴンミラー 1 5 2 の回転軸に対して垂直に向け、かつ、その光軸に垂直な平面をポリゴンミラー 1 5 2 に対向させるとともにケース 1 1 の中心軸に対して平行に向けて、配置されている。なお、この  $f \theta$  レンズ 1 5 3 は、コリメートレンズ 1 5 1 とともにアフォーカル光学系をなしている。そして、 $f \theta$  レンズ 1 5 3 は、ポリゴンミラー 1 5 2 によって反射された平行光を、内視鏡 1 の外方において収束させる。なお、この  $f \theta$  レンズ 1 5 3 は、ポリゴンミラー 1 5 2 によって反射された光を内視鏡 1 の外方へ射出する射出手段としても、機能している。

## 【 0 0 6 7 】

次に、上記OCT走査部15におけるポリゴンミラー152の構成について、詳述する。通常のポリゴンミラーは、六角柱等の直角柱状であり、該直角柱の各側面が夫々反射面となるように、設計されている。しかし、実際には、製造時の加工精度に起因する面倒れが発生してしまう。この面倒れとは、設計上の反射面の位置に対して、実際の反射面が一致せずに傾いてしまうことを意味するものである。通常、この面倒れは、 $0.01^\circ$  程度以内に抑えられている。

## 【0068】

ところが、本実施形態のポリゴンミラー152は、その各反射面 $M_n$ が、基準となる六角柱の側面に対して夫々固有の角度ずつ傾けられて、形成されている。通常の不可避的な面倒れが「秒」のオーダーであるのに対し、本実施形態のポリゴンミラー152における反射面は、「度」のオーダーで傾けられて、予め設計されている。

## 【0069】

図6は、このポリゴンミラー152の形状を示す模式図である。この図6には、基準となる正角柱である六角柱H、及び反射面 $M_n$ が、示されている。この反射面 $M_n$ は、六角柱Hの側面を基準側面とした場合、該基準側面における六角柱Hの中心軸に垂直な軸Rを中心に、所定角（傾斜角） $\xi_n$ だけ回転変位させてなる平面と、一致している。なお、この $\xi_n$ の値は、各面（ $n=1, 2, \dots, 6$ ）毎に夫々異なる。

## 【0070】

いま、図6における上下関係と図5における上下関係とが同じであるとする。ここで、図6に示されるように、反射面 $M_n$ の上側が六角柱Hの基準側面よりも外側に位置するとともに、反射面 $M_n$ の下側が六角柱Hの基準側面よりも内側に位置する場合、 $\xi_n$ の符号を正にとる。これに対し、図6の状態とは反対に、反射面 $M_n$ の上側が六角柱Hの基準側面よりも内側に位置するとともに、反射面 $M_n$ の下側が六角柱Hの基準側面よりも外側に位置する場合、 $\xi_n$ の符号を負にとる。

## 【0071】

図7は、各反射面 $M_n$ 毎の各傾斜角 $\xi_n$ の値を示す図である。この図7に示さ

れるように、各反射面 $M_n$ 毎の各傾斜角 $\xi_n$ の値は、 $M_1 : \xi_1 = -2.5^\circ$  ,  
 $M_2 : \xi_2 = -1.5^\circ$  ,  $M_3 : \xi_3 = -0.5^\circ$  ,  $M_4 : \xi_4 = +0.5^\circ$  ,  
 $M_5 : \xi_5 = +1.5^\circ$  ,  $M_6 : \xi_6 = +2.5^\circ$  となっている。

【0072】

このように構成されたOCT走査部15において、光ファイバF1から射出された光は、コリメータレンズ151により平行光に変換されて、ポリゴンミラー152へ向う。そして、ポリゴンミラー152におけるいずれかの反射面 $M_n$ により反射された光は、f $\theta$ レンズ153によって集光されることにより、内視鏡1の外方において収束される。

【0073】

ここで、図示せぬ走査モータは、駆動軸157を等速回転させることにより、両ベベルギア156、155を介してポリゴンミラー152を等速回転させている。従って、ポリゴンミラー152の各反射面により反射された光は、f $\theta$ レンズ153を経て、内視鏡1の外方における体腔壁上を走査することになる。なお、ポリゴンミラー152の1つの反射面 $M_n$ による走査の間に、体腔壁上を照射する光の軌跡が走査線となる。

【0074】

但し、本実施形態のポリゴンミラー152における各反射面 $M_n$ は、基準となる六角柱Hの中心軸に対して夫々固有の傾斜角 $\xi_n$ だけ傾いている。このため、ポリゴンミラー152における1つの反射面 $M_n$ についての走査によって形成される走査線と、次の反射面 $M_n$ によって形成される走査線とは、互いに平行な状態ですれている。即ち、図4における紙面に垂直な方向に形成される各走査線は、図4における左右方向に互いにずれるのである。ここで、 $\xi_n$ の値が大きいほど対応する走査線は、図4における右側に位置することになる。

【0075】

そして、ポリゴンミラー152が図3の反時計方向に回転するので、ポリゴンミラー152の各反射面 $M_n$ は、その面番号の順に、コリメータレンズ151から射出された光を走査させることになる。従って、各反射面 $M_n$ が、その面番号の順( $M_1 \rightarrow M_2 \rightarrow M_3 \rightarrow M_4 \rightarrow M_5 \rightarrow M_6$ )で走査を行うと、対応する各走査



線は、図 4 における左から右へと移動するのである。そして、反射面 M 6 による走査が終ると同時に、再び反射面 M 1 による走査が始まるので、このとき、走査線は、図 4 における左側の位置へ復帰する。従って、体腔壁表面に略平行な平面内において、反射面 M 1 による走査線、及び反射面 M 6 による走査線を長辺とする略長形状の領域が、各反射面 M<sub>n</sub> による各走査線によって仮想的に被覆されているのである。

## 【 0 0 7 6 】

なお、図 7 に示されるように、ポリゴンミラー 1 5 2 の反射面 M 1 から反射面 M 6 まで、傾斜角  $\xi_n$  は、所定の変位角 ( $1.0^\circ$ ) ずつ増加してゆく。従って、 $f\theta$  レンズ 1 5 3 は、各反射面 M<sub>n</sub> によって反射された光により仮想的に形成される各走査線を、体腔壁上において等間隔で並べることになる。そして、このように等間隔で並列された 6 本の走査線が順次掃引されることにより、2 次元的な走査が行われるのである。

## 【 0 0 7 7 】

なお、体腔壁において反射された光は、測定光として逆の経路で内視鏡 1 内に入射する。即ち、この測定光は、 $f\theta$  レンズ 1 5 3、ポリゴンミラー 1 5 2、及びコリメートレンズ 1 5 1 を順に経て、光ファイバ F 1 に入射する。

## 【 0 0 7 8 】

ここで、外部装置 2 における OCT 部 2 3 のミラー駆動機構 2 3 4 は、参照ミラー 2 3 3 を光ファイバ F 2 の軸と平行な方向に高速往復させている。即ち、ポリゴンミラー 1 5 2 が停止しているとみなせる瞬間々々に、参照ミラー 2 3 4 が高速に 1 往復する。このことにより、ある走査線上のある走査点において、当該走査点の体腔壁表面から測定対象となる所定の深さ（例えば 2 mm）までの範囲が掃引される。

## 【 0 0 7 9 】

この処理が繰り返されることにより、ある走査線上に等間隔で仮想的に配列された全ての走査点について、その深さ方向の掃引がなされる。さらに、順次、以降の走査線についてこの処理が繰り返されることにより、所定の矩形領域内の全走査点について、その深さ方向の掃引が完了するのである。

## 【0080】

なお、図示されていないが、ケース 11 の側面における  $f\theta$  レンズ 153 の近傍（基端側）に、照明光学系 12 の配光レンズ 12a、及び対物光学系 13 の図示せぬ対物レンズが嵌め込まれている。

## 【0081】

以上のように構成された本実施形態の内視鏡装置の動作について、以下、説明する。まず、術者が外部装置 2 の電源を投入すると、白色光源 211 及び励起光源 212 が点灯する。なお、切替ミラー 213 及び回転フィルタ C は、初期状態において通常観察状態に設定されている。従って、白色光源 211 からの白色光のみが絞り 215 及びコンデンサレンズ Lc に達する。

## 【0082】

ここで、回転フィルタ制御機構 216 は、回転フィルタ C の各フィルタを順次光路中に挿入させているので、コンデンサレンズ Lc から出射した白色光は、順次 B 光、G 光、R 光、及び白色光となって、ライトガイド 12b 基端面において収束される。ライトガイド 12b に入射した光は、該ライトガイド 12b に導かれて進み、配光レンズ 12a から射出される。即ち、配光レンズ 12a からは、B 光、G 光、R 光、及び白色光の各照明光が、順次射出されるわけである。

## 【0083】

そして、術者が内視鏡 1 の挿入部 11 を患者の体腔内へ挿入し、照明光学系 12 の配光レンズ 12a、対物光学系 13 の対物レンズ 13a、及び OCT 走査部 15 の  $f\theta$  レンズ 153 が、観察対象となる体腔壁に対向配置されると、配光レンズ 12a から射出された各照明光はこの体腔壁を順次照明することになる。

## 【0084】

すると、各照明光で順次照明された体腔壁の像が、対物光学系 13 によって CCD 14 の撮像面上に形成される。CCD 14 は、体腔壁の像を画像信号に変換して初段信号処理回路 223 へ送信する。初段信号処理回路 223 は、この画像信号を受信し、配光レンズ 12a から B 光、G 光、又は R 光が射出されている時に取得された画像信号のみを保持し、白色光射出時に取得された画像信号を廃棄する。

## 【0085】

そして、初段信号処理回路 2 2 3 は、その保持している各画像信号に対し、増幅その他の信号処理を施したうえで A/D 変換する。変換されて得られたデータは、RGB メモリ 2 2 4 の B, G, R の各領域に順次格納される。即ち、配光レンズ 1 2 a から B 光が射出されている時に得られた画像信号に基づくデータは、RGB メモリ 2 2 4 の B 領域に格納される。G 光射出時、又は B 光射出時に得られた各画像信号に基づく各データ関しても、順次、同様に処理される。

## 【0086】

映像信号処理回路 2 2 5 は、RGB メモリ 2 2 4 内のデータを、所定のタイミングで取得して処理することによりカラーの映像信号を生成し、生成された映像信号をビデオキャプチャ 2 2 6 へ送信する。ビデオキャプチャ 2 2 6 は、取得した映像信号をカラーの通常画像としてモニタ 3 に表示させる。この状態において、術者は、モニタ 3 を見ることにより、患者の体腔壁表面を観察（通常観察）することができる。

## 【0087】

ここで、術者が操作部のスイッチを切り替えて蛍光観察を指定すると、CPU 2 2 1 は、この切替を検知し、光源切替制御機構 2 1 4 を制御して切替ミラー 2 1 3 を蛍光観察状態に切り替えさせるとともに、回転フィルタ制御機構 2 1 6 を制御して、回転フィルタ C を蛍光観察状態に設定させる。すると、白色光源 2 1 1 からの白色光が遮光されるとともに、励起光源 2 1 2 からの励起光がライトガイド 1 2 b 内へ導かれる。ライトガイド 1 2 b 内へ導かれた光は、内視鏡 1 の配光レンズ 1 2 a から射出されて体腔壁を照射する。

## 【0088】

体腔壁表面の組織は、励起光（紫外領域）を受けるとこの励起光と異なる波長（緑光領域）の自家蛍光を発する。なお、癌や腫瘍等による病変が生じた組織において発生する自家蛍光は、健康な組織において発生する自家蛍光よりも弱いという特徴がある。

## 【0089】

この自家蛍光は、体腔壁で反射された励起光とともに対物光学系 1 3 に入射す

る。しかし、対物光学系 1 3 は、そのカットオフフィルタによって、励起光を遮断するとともに自家蛍光のみを透過させる。そして、対物光学系 1 3 は、自家蛍光を CCD 1 4 の撮像面上において収束させる。従って、CCD 1 4 の撮像面上には、自家蛍光による像が形成される。

#### 【0090】

CCD 1 4 は、この像を画像信号に変換して初段信号処理回路 2 2 3 へ送信する。初段信号処理回路 2 2 3 は、この画像信号を受信し、該画像信号に対して増幅その他の信号処理を施したうえで A/D 変換する。変換されて得られたデータは、RGB メモリ 2 2 4 の B, G, R の全領域に同時に書き込まれる（モノクロとして処理されている）。映像信号処理回路 2 2 5 は、RGB メモリ 2 2 4 内に格納されたデータを、所定のタイミングで取得して処理することによりモノクロの映像信号を生成し、生成された映像信号をビデオキャプチャ 2 2 6 へ送信する。ビデオキャプチャ 2 2 6 は、取得したデータを蛍光画像としてモニタ 3 に表示させる。なお、この蛍光画像は、自家蛍光の強度等を基準としてカラー化された画像であってもよい。

#### 【0091】

この状態において、術者は、モニタ 3 を見ることにより、患者の体腔壁に生じた自家蛍光の状態を観察（蛍光観察）することができる。そして、術者は、この自家蛍光が他の部位よりも弱くなった部位を、癌や腫瘍が形成された病変部である可能性が高い部位であると識別することができる。

#### 【0092】

そして、術者は、通常観察及び蛍光観察によって病変の疑いのある部位を特定すると、その部位の断層像を観察して診断を行う。即ち、術者が内視鏡 1 の操作部を操作して断層像撮像を指示すると、CPU 2 2 1 は、OCT 部 2 3 を制御し、その SLD 2 3 1 から低可干渉性の光を射出させるとともに、ミラー駆動機構 2 3 4 及び走査制御回路 2 3 5 を制御して、断層像撮像を開始させる。

#### 【0093】

走査制御回路 2 3 5 は、内視鏡 1 内における OCT 走査部 1 5 の図示せぬ走査モータを駆動することにより、ポリゴンミラー 1 5 2 を等速回転させる。図 3 に

示される状態において、光ファイバF1の先端から射出された光は、ポリゴンミラー152の反射面M1によって反射され、f $\theta$ レンズ153へ入射する。f $\theta$ レンズ153は、入射した光を内視鏡1外方の体腔壁上において収束させる。このとき、ポリゴンミラー152が等速回転しているため、その反射面M1により反射された光は、f $\theta$ レンズ153によって、体腔壁上に仮想的に形成された走査線上を等速走査する。

## 【0094】

さらに、ポリゴンミラー152が回転してゆくので、光ファイバF1の先端から射出された光は、次の反射面M2によって反射されてf $\theta$ レンズ153に入射する。f $\theta$ レンズ153は、入射した光を内視鏡1外方の体腔壁上において収束させる。このとき形成される走査線は、反射面M1によって形成された走査線に対して所定の間隔をあけて平行にずれている。以降、各反射面M $n$ に対応する各走査線は、所定の間隔をあけて平行にずれてゆく。従って、各走査線は体腔壁上に等間隔で配列されることになる。即ち、各走査線によって仮想的に被覆された矩形領域が順次掃引されて行くのである。

## 【0095】

このとき、ミラー駆動機構234は、参照ミラー233を光ファイバF2の軸方向に高速往復させている。なお、このミラー駆動機構234及び走査制御回路235は、タイミングジェネレータ222からの基準信号によって同期をとっている。即ち、ポリゴンミラー152が停止しているとみなせる瞬間々々に、参照ミラー234が高速に1往復する。このことにより、各走査線上の各走査点において、当該走査点の体腔壁表面から測定対象となる所定の深さ（例えば2mm）までの範囲が夫々掃引される。

## 【0096】

なお、実際には、各走査点における深さ方向の走査は、体腔壁表面よりも内視鏡1に近接した位置から開始され、測定対象の所定の深さよりも深い位置まで行われる。この走査の間、OCT初段信号処理回路227は、光検出素子232からの出力を常に監視している。

## 【0097】

その際、OCT初段信号処理回路227は、ある走査点における深さ方向の測定位置が体腔壁表面に達していないうちは、信号を検知しないが、深さ方向の測定位置が体腔壁表面に達すると同時に、信号を検知する。そして、OCT初段信号処理回路227は、当該走査点において最初に信号が検知された深さを体腔壁表面とみなして零点調節を行う。即ち、OCT初段信号処理回路227は、最初に信号が検知された深さを体腔壁表面（深さ0）と認識して、その位置から所定の深さ（例えば2mm）の範囲において得られた信号を測定対象とする。

【0098】

そして、OCT初段信号処理回路227は、測定対象とされた信号に対して増幅、復調、及びA/D変換の処理を行う。処理により得られたデータは、OCTメモリ228内に格納される。OCT映像信号処理回路229は、OCTメモリ228内に格納されたデータを、所定のタイミングで取得して処理することにより映像信号を生成し、生成された映像信号をビデオキャプチャ226へ送信する。ビデオキャプチャ226は、取得したデータをモニタ3に表示させる。モニタ3には、体腔壁表面から所定の深さまでの断層像が表示される。

【0099】

ここで、モニタ3上の断層像は、OCT走査部15のポリゴンミラー152の回転と同期して、順次更新されて行く。即ち、ある瞬間にモニタ3に表示されている断層像は、ある反射面Mnに対応した走査線における体腔壁表面から所定の深さまでの断層像であるが、走査線が次の位置に変位すると断層像も更新されることになる。術者は、ポリゴンミラー152が1回転する間、この断層像を観察し続けることにより、体腔壁表面下における組織の状態を3次元的に認識することができる。なお、ビデオキャプチャ226は、この断層像と、通常観察又は蛍光観察による画像とを、モニタ3に並列表示させることもできる。

【0100】

上記のように連続的に取得される断層像を、CPU221は、図示せぬ記憶装置内に格納させてゆくこととしてもよい。こうして断層像が格納されると、CPU221は、当該断層像を基に、被検体の3次元立体像を再構成することができる。術者は、入力装置4を介してCPU221に指示を行い、再構成された立体

像を、任意の平面で切られた状態の断層像に変換してモニタ 3 に表示させることができる。

【0 1 0 1】

このように観察を行うことにより、術者は、体腔壁表面下の状態を認識することができるので、正確かつ迅速に診断を下すことができる。また、術者は、内視鏡 1 による観察だけで、早期の癌や小さな腫瘍等を発見できるようになる。

【0 1 0 2】

さらに、正確かつ迅速に診断が完了するので、術者は、診断の結果に応じて直ちに必要な処置を施すことができる。即ち、内視鏡 1 の挿入部先端部分に開けられた図示せぬ鉗子孔から鉗子やレーザ処置具その他を出して、各種の処置をその場で済ませてしまうこともできるのである。従って、患者の負担は軽減されることになる。

【0 1 0 3】

また、上述のように、本実施形態の OCT 走査部 1 5 は、2 次元走査可能なポリゴンミラー 1 5 2 を有するので、副走査用の光学部材を必要としない。なお、従来の正角柱状のポリゴンミラーでは、所定の主走査方向（走査線の方角）に関する 1 次元走査のみが可能であり、2 次元走査のためには、ポリゴンミラーに反射された光をさらに反射させるガルバノミラー等が必要であった。このガルバノミラー等によって、走査線を主走査方向に垂直な副走査方向へずらすことにより、はじめて 2 次元走査が実現していたのである。

【0 1 0 4】

本実施形態の OCT 走査部 1 5 は、2 次元走査が可能でありながら、副走査用の光学部材を省略することができるので、小型化が可能となる。OCT 走査部 1 5 が小型化されることにより、内視鏡 1 の挿入部も小型化され、患者の負担はさらに軽減されることになる。

【0 1 0 5】

<変形例>

以下に、上記実施形態の変形例について説明する。上記実施形態では、六角柱 H を基準として形成されたポリゴンミラー 1 5 2 が用いられている。これに対し

、図 8 に示されるように、本変形例は、六角錐  $H'$  を基準として形成されたポリゴンミラーが用いられている。なお、その他の構成については、上記実施形態と同様である。

【0106】

基準となる六角錐  $H'$  は、その底面が正六角形であるとともに、その各側面が互いに同形の等脚台形になっている。本変形例によるポリゴンミラーは、6つの反射面  $M_n'$  を有し、各反射面  $M_n'$  は、六角錐  $H'$  の各側面を基準側面とした場合、該基準側面における六角錐  $H'$  の中心軸に垂直な軸  $R'$  を中心に、所定角（傾斜角） $\xi_n'$  だけ回転変位させてなる平面と、一致している。なお、この  $\xi_n'$  の値は、各反射面  $M_n'$  毎に夫々異なる。

【0107】

このように形成されたポリゴンミラーが用いられることにより、上記実施形態と同様の作用及び効果が得られる。

【0108】

【発明の効果】

以上のように構成された本発明のポリゴンミラー及び走査光学系によると、簡単な構成により、2次元領域の走査が可能となる。

【0109】

また、本発明の内視鏡装置によると、被検体上の所定の2次元領域における当該被検体表面から所定の深さまでの3次元領域に関する断層像が得られる。従って、被検体表面下に病変部が存在した場合、術者は、該病変部を正確かつ迅速に特定することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明の一実施形態による内視鏡装置の概略構成図

【図 2】 OCT部の光路を示す模式図

【図 3】 本発明の一実施形態によるOCT走査部の構成図

【図 4】 図 3 の I V - I V 断面図

【図 5】 図 3 を矢印 V 方向に見た図

【図 6】 本発明の一実施形態によるポリゴンミラーの形状を示す模式図



【図 7】 本発明の一実施形態によるポリゴンミラーの反射面の傾斜角を示す図

【図 8】 変形例によるポリゴンミラーの形状を示す模式図

【符号の説明】

- 1        内視鏡装置
- 1 2     照明光学系
- 1 3     対物光学系
- 1 4     C C D
- 1 5     O C T 走査部
- 1 5 2   ポリゴンミラー
- M n     反射面
- $\xi$  n    傾斜角
- 1 5 3   f  $\theta$  レンズ
- 2       外部装置
- 2 1     光源部
- 2 1 1   白色光源
- 2 1 2   励起光源
- 2 1 3   切替ミラー
- 2 1 4   光源切替制御機構
- 2 2     プロセッサ
- 2 2 7   O C T 初段信号処理回路
- 2 3     O C T 部
- 2 3 1   低可干渉性光源
- 2 3 2   光検出器
- 2 3 3   参照ミラー
- 2 3 4   ミラー駆動機構
- 2 3 5   走査制御回路
- 2 3 8   光結合器
- F 1    第 1 の導波路

特平 1 1 - 2 2 5 9 7 4

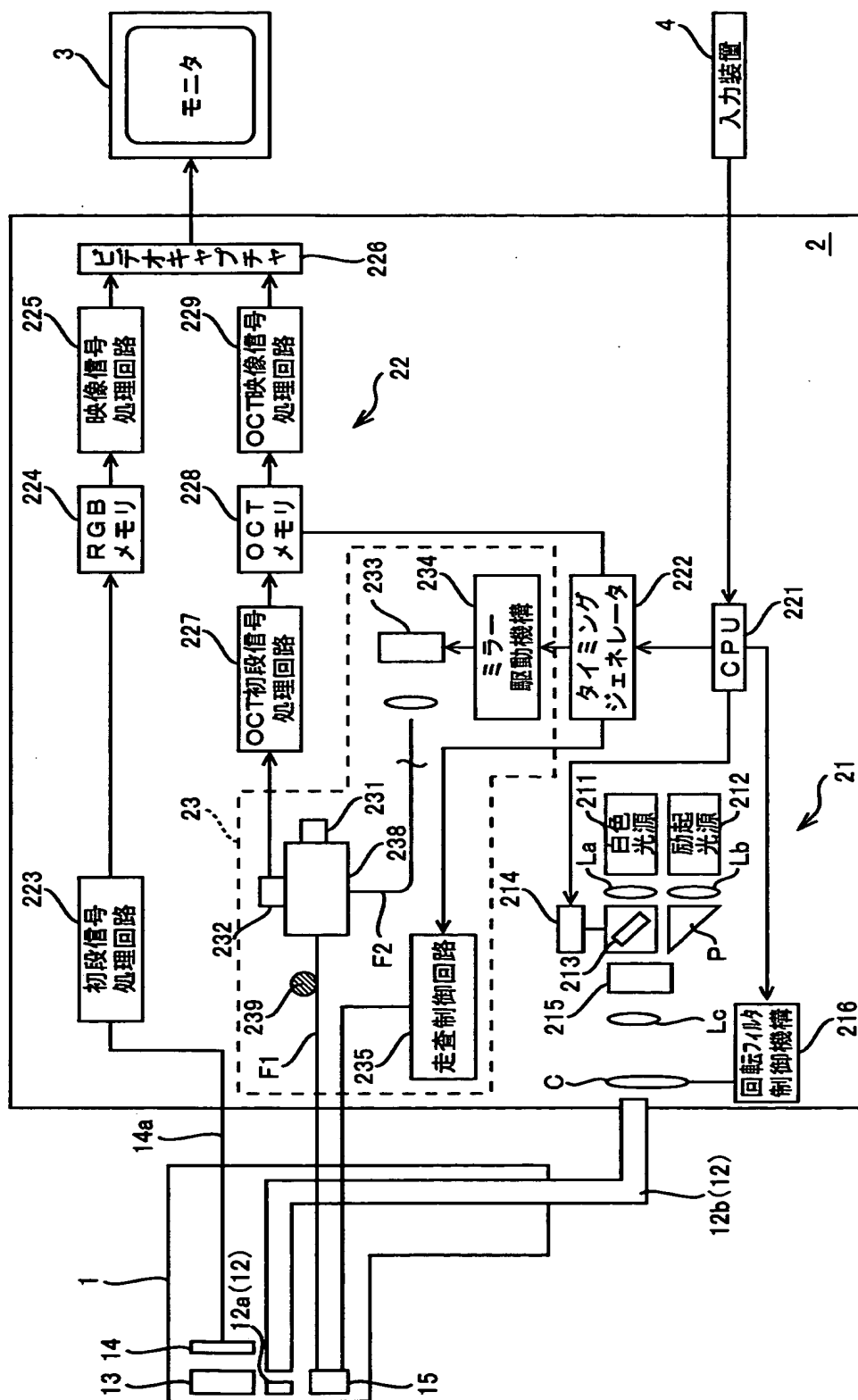
F 2 第 2 の導波路

3 モニタ

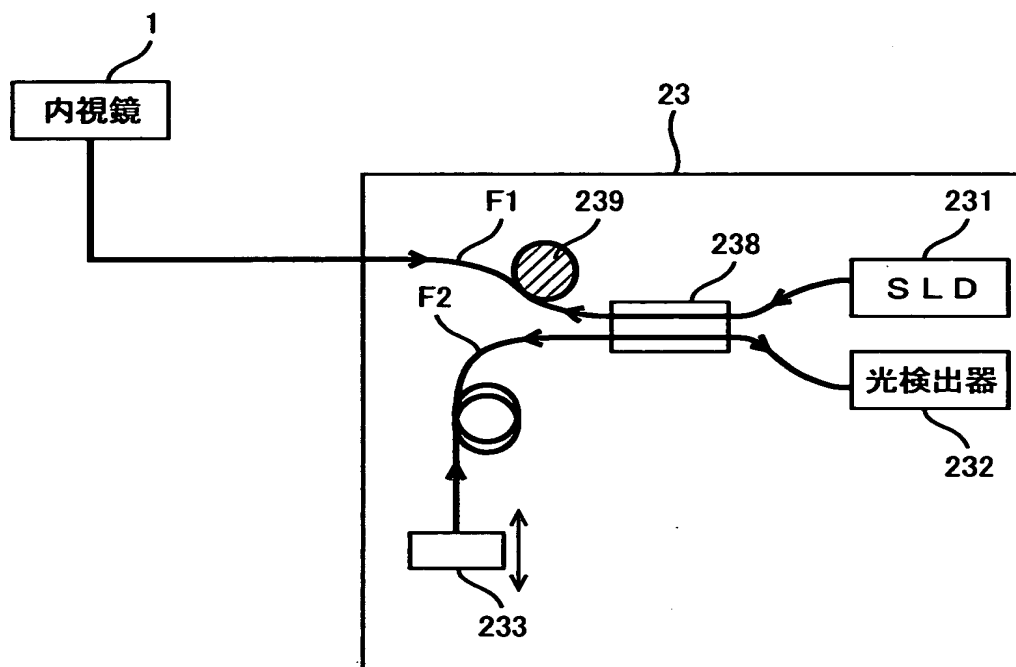
【書類名】

図面

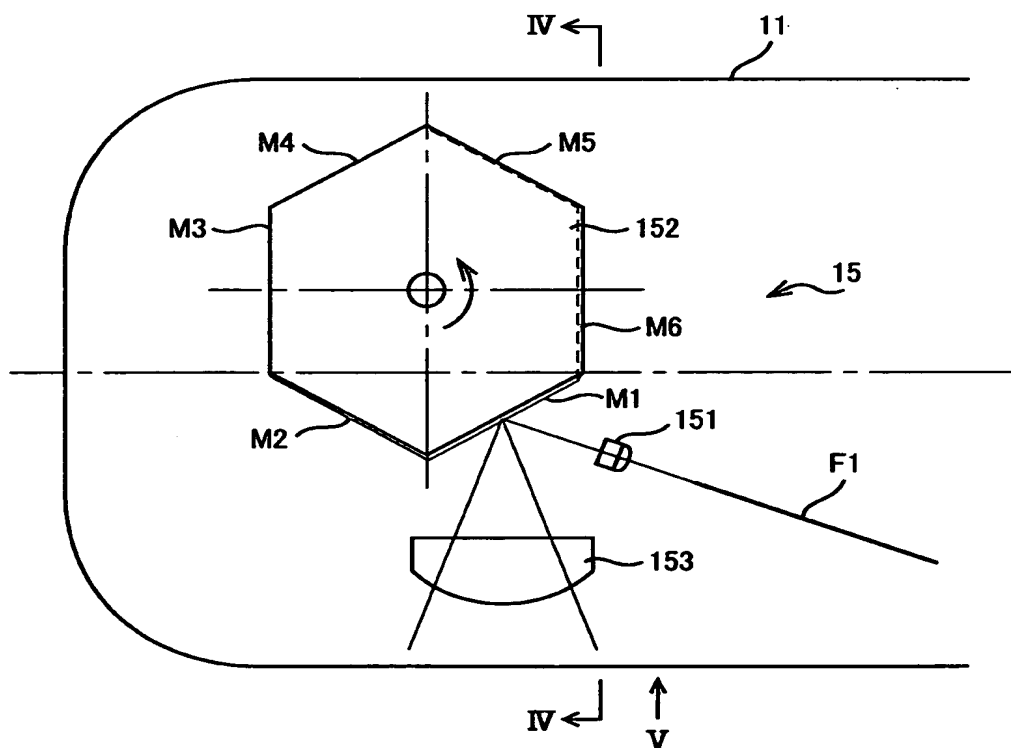
【図 1】



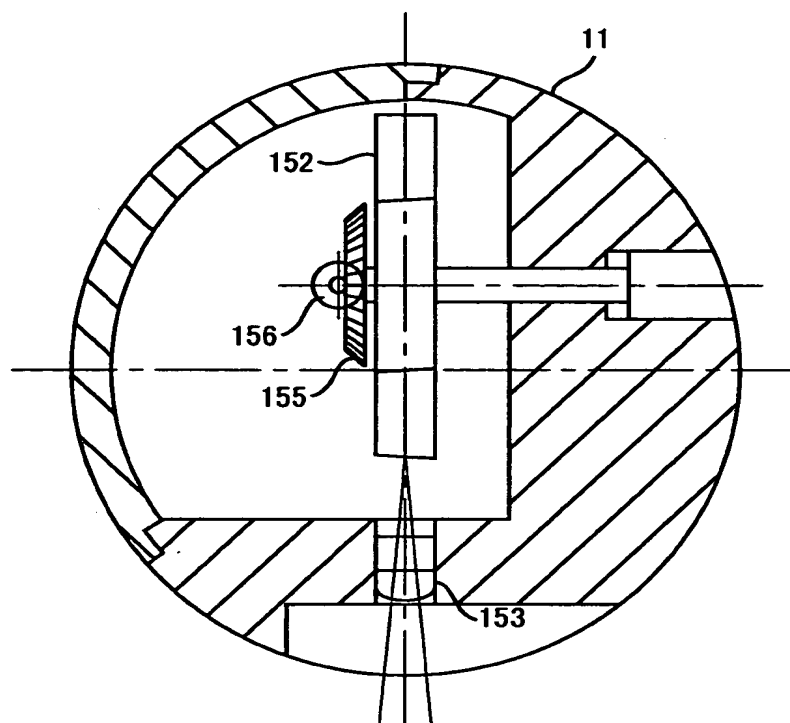
【図 2】



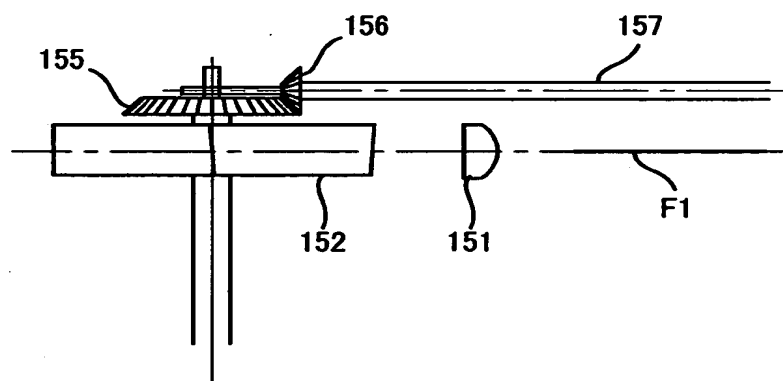
【図 3】



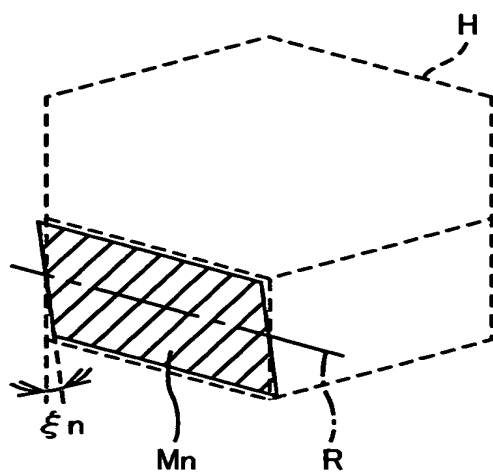
【図 4】



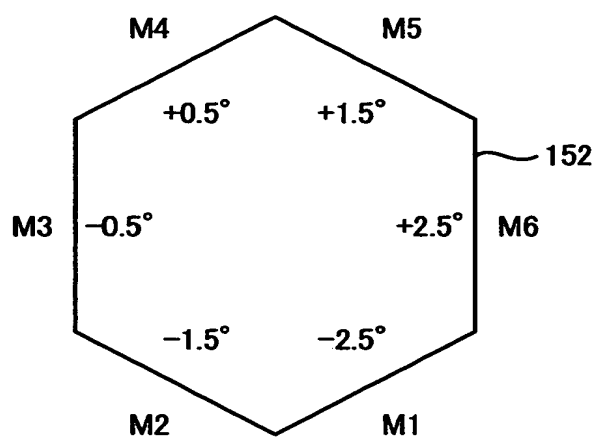
【図 5】



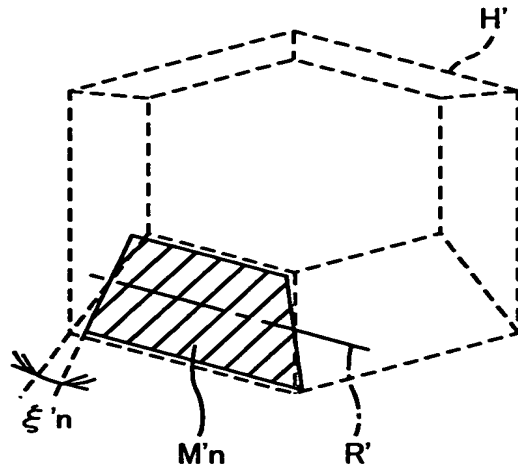
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 OCTによる断層像が得られる内視鏡装置を、提供する。

【解決手段】 内視鏡装置のOCT部23は、SLD231に基端を対向させた第1の光ファイバF1と、光検出器232に基端を対向させた第2の光ファイバF2と、これらを光学的に接続する光結合器238と、第2の光ファイバF2先端に配置された変位可能な参照ミラー233とを、有する。そして、第1の光ファイバF1先端は、内視鏡1先端のOCT走査部15に導かれている。このOCT走査部15は、各反射面M<sub>n</sub>が夫々異なる角度に傾斜したポリゴンミラー152を有し、被検体上で等間隔に並列された複数の走査線を形成する。なお、このOCT走査部15は、第1の光ファイバF1先端から射出された光を被検体へ射出するとともに、被検体で反射された光を第1の光ファイバF1へ導く。

【選択図】 図3



出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000000527]

1. 変更年月日 1990年 8月10日

[変更理由] 新規登録

住 所 東京都板橋区前野町2丁目36番9号

氏 名 旭光学工業株式会社